

19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

12 **Offenlegungsschrift**  
10 **DE 198 03 673 A 1**

51 Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**A 61 L 27/00**  
A 61 F 2/30

21 Aktenzeichen: 198 03 673.6  
22 Anmeldetag: 30. 1. 98  
43 Offenlegungstag: 5. 8. 99

DE 198 03 673 A 1

71 Anmelder:  
Meenen, Norbert M., Dr., 22587 Hamburg, DE;  
Deutsche Institute für Textil- und Faserforschung  
Stuttgart - Stiftung des öffentlichen Rechts, 73770  
Denkendorf, DE

74 Vertreter:  
Patentanwälte Ruff, Beier und Partner, 70173  
Stuttgart

72 Erfinder:  
Meenen, Norbert M., Dr., 22587 Hamburg, DE;  
Dauner, Martin, 73732 Esslingen, DE; Planck,  
Heinrich, Dr., 72622 Nürtingen, DE

RECEIVED  
MAR 14 2007  
Bromberg & Sunstein, LLP

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

- 54 Biohybrider Gelenkflächenersatz
- 57 Die Erfindung betrifft einen biohybriden Gelenkflächenersatz in Form eines dreidimensionalen porösen Trägers, in dem sich Knorpelzellen in vitro und/oder in vivo zu einem dreidimensionalen Zellverband kultivieren lassen, und der nach dem Zellwachstum im Bereich einer defekten Gelenkfläche auf den freigelegten Knochen aufsetzbar ist, dadurch gekennzeichnet, daß der Träger an der zur Anlage an den Knochen bestimmten Seite Mittel zur Förderung der knöchernen Integration aufweist.

DE 198 03 673 A 1

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft einen biohybriden Gelenkflächenersatz.

Zur Behandlung von geschädigten Gelenkknorpeln, etwa durch Mißbildungen, Verletzungen oder degenerative Erkrankungen, konzentrieren sich Entwicklungsarbeiten auf die Herstellung von Ersatzknorpeln, die dem Patienten implantiert werden können.

Es sind aus jüngster Zeit Verfahren zum Herstellen von Implantaten aus Zellkulturen bekannt wie sie beispielsweise in der internationalen Patentanmeldung WO 94/20151 von Sittering beschrieben werden. Hierbei werden in den Hohlräumen einer dreidimensionalen Trägerstruktur Knorpelzellen in vitro hergestellt.

In WO 90/12603 von Vacanti ist ein System zur Neomorphogenese von Knorpelzellen aus einer Zellkultur in vivo offenbart.

Die aus dem Stand der Technik bekannten Knorpelimplantate weisen jedoch in der Praxis eine Reihe von Nachteilen auf.

Für einen vollwertigen Gelenkflächenersatz ist eine zuverlässige Fixierung im subchondralen Knochen wichtig. Dazu muß das Implantat durch aufwendige Nahttechniken oder Befestigungsklammern gehalten werden.

Ein wesentliches Problem bei der Therapie von pathologischen Veränderungen von Gelenkoberflächen ist das Eindringen von Gelenkflüssigkeit (Synovialflüssigkeit), deren Bestandteile wie Hyaluronsäure die Regenerierung und das Einwachsen beeinträchtigen. Die Gelenkflüssigkeit, die das eingesetzte Implantat umspült, verhindert ein Festwachsen der Knorpelstruktur an den Defektgrenzen und am Knochen.

Die bisher bekannten Knorpelersatzstoffe zur Behandlung von Gelenkdefekten können die für eine erfolgreiche und dauerhafte Heilung geforderten Kriterien wie sichere und einfache Befestigung am Knochen, rasches Einwachsen, physiologische Wiederherstellung der Gelenkstruktur und dauerhafte Funktionalität nicht erfüllen.

Es stellt sich daher die Aufgabe, einen Gelenkflächenersatz zur Verfügung zu stellen, der aus Knorpelzellen in einer dreidimensionalen Struktur gebildet ist, der unter üblichen biomedizinischen Bedingungen und mit vorhandenen Einrichtungen einfach und sicher herzustellen ist.

Diese Aufgabe wird gelöst durch einen biohybriden Gelenkflächenersatz in Form eines dreidimensionalen porösen Trägers, in dem sich Knorpelzellen in vitro und/oder in vivo zu einem dreidimensionalen Zellverband kultivieren lassen, und der nach dem Zellwachstum, und gegebenenfalls nach einer Gewebeerneuerung, im Bereich einer defekten Gelenkfläche auf den freigelegten Knochen aufsetzbar ist, dadurch gekennzeichnet, daß der Träger an der zur Anlage an den Knochen bestimmten Seite Mittel zur Förderung der knöchernen Integration aufweist.

Zur Herstellung von Ersatzknorpelzellen kann zunächst eine Zellvermehrung von proliferierenden Knorpelzellen (dedifferenzierten sogenannten fibroblast-like-cells) vorgenommen werden. Dies kann beispielsweise als flächiges Zellwachstum in einem Zellkulturgefäß erfolgen. Nach einer gewissen Vermehrung der Zellen werden die Zellen dann wieder spezifisch gemacht (differenziert) und für das weitere dreidimensionale Wachstum in eine geeignete Matrix eingebracht. Insbesondere können die Knorpelzellen in die Matrix eingespritzt oder mit leichtem Unterdruck in die Matrix eingesaugt oder einzentrifugiert werden. Bevorzugt kann eine solche Matrix- oder Trägerstruktur wenige Wochen vor der geplanten Implantation mit körpereigenen Zellen des Patienten versehen werden.

Insbesondere kann der poröse Träger aus unter physiolo-

gischen Bedingungen im Körper resorbierbarem Material bestehen. Mit Vorteil kann der poröse Träger in Form eines Vlieses, Schaums, Schwamms, Sintermaterials oder einer textilen Struktur vorliegen.

Der poröse Träger aus resorbierbarem Material kann sich dadurch auszeichnen, daß er eine Porosität von mehr als 75%, insbesondere mehr als 90%, bevorzugt mehr als 95% aufweist.

Der poröse Träger aus resorbierbarem Material kann aus hydrolytisch abbaubaren Polymeren, insbesondere hydrolysierbaren Polymeren der  $\alpha$ - und  $\beta$ -Hydroxycarbonsäuren gebildet sein. Als Beispiele für solche biologisch abbaubaren Materialien sind Polymere auf Basis von Polyglykolsäure, Polymere der Glykolsäure (PGA), Polylactide, Polymere von L-Lactid (P-L-LA), D-Lactid (P-D-LA), DL-Lactid (P-DL-LA), Polydioxanon, Polycaprolacton, Copolymere und Terpolymere aus den genannten Monomeren und/oder Mischungen aus den genannten Polymeren zu nennen. Mit Vorteil können Copolymere von Glykolsäure und Milchsäure im Verhältnis 99 : 1 bis 1 : 99, insbesondere im Verhältnis 89 : 11 bis 70 : 30 oder von 30 : 70 bis 11 : 89 verwendet werden. Außerdem können vorteilhaft Copolymere von L-Lactid und DL-Lactid im Verhältnis 99 : 1 bis 1 : 99, insbesondere im Verhältnis 99 : 1 bis 70 : 30 verwendet werden. Die erfindungsgemäß zu verwendenden Copolymere, Terpolymere und/oder Mischungen aus den oben genannten Monomeren bzw. Polymeren können zur Verbesserung ihrer Eigenschaften mit weichmachenden Substanzen, insbesondere Caprolacton, Trimethylencarbonat (TMC), Triethylcitrat (TEC) und/oder Acetylbutylcitrat (AtBC) versehen sein.

Im Falle von porösen Trägern aus Fasermaterial, wie Vliesen oder anderen textilen Flächengebilden, kann der Faserdurchmesser vorteilhaft 1 bis 50  $\mu\text{m}$ , insbesondere 5 bis 15  $\mu\text{m}$  betragen.

Schichtförmige Träger (z. B. Vliese) können eine Dicke von 1 bis 5 mm aufweisen. Beispielsweise können bei Implantaten zur Anwendung am Knie eines Menschen Schichtdicken von 1 bis 3 mm verwendet werden. Für Anwendungen an der Hüfte können wegen der höheren Beanspruchung größere Dicken zweckmäßig sein.

Der erfindungsgemäße Gelenkflächenersatz kann sich dadurch auszeichnen, daß der Integrationsvermittler fest an den porösen Träger gebunden ist. Mit Vorteil kann der Integrationsvermittler in ein Versiegelungsmittel partiell eingebettet sein. Als Beispiel für erfindungsgemäß geeignete Versiegelungsmittel sind Folien oder Membranen aus den im Zusammenhang mit dem porösen Träger aufgeführten resorbierbaren Polymeren zu nennen.

Der Integrationsvermittler kann in feinteiliger Form vorliegen, wobei die mittlere Teilchengröße vorzugsweise zwischen 10 und 500  $\mu\text{m}$ , insbesondere 50 bis 100  $\mu\text{m}$  beträgt.

Der Integrationsvermittler kann erfindungsgemäß in einer Menge vorhanden sein, die die Oberfläche der dem Knochen zugewandten Seite mindestens zu 30% bis 100%, vorzugsweise zu 95% bis 100% bedeckt.

Mit Vorteil kann der Integrationsvermittler von einer anorganischen Knochengrundsubstanz gebildet werden, insbesondere aus einer solchen bestehen.

Als Beispiele für gemäß der Erfindung bevorzugte Integrationsvermittler sind Hydroxylapatitkeramik, Tricalciumphosphatkeramik, Misch-Keramiken und/oder Calciumcarbonat zu nennen.

Der Integrationsvermittler kann insbesondere eine poröse Struktur besitzen, wobei die Porosität 30 bis 80 Vol-% beträgt und die Porengröße im Bereich von 10 bis 150  $\mu\text{m}$  liegt.

In einer Ausführungsform der Erfindung kann der Inte-

grationsvermittler biologischen Ursprungs sein, insbesondere aus hochtemperaturbehandeltem Knochen bestehen. Eine solche Hochtemperaturbehandlung kann insbesondere bei Temperaturen über 1000°C erfolgen. Ein auf diese Weise behandeltes Knochenmaterial ist eine biologische Hydroxylapatitkeramik.

In einer anderen Ausführungsform der Erfindung kann der Integrationsvermittler aus Keramik vollsynthetischen Ursprungs gebildet sein. Zur Herstellung einer solchen Keramik können den Fachleuten aus dem Stand der Technik bekannte Herstellungsverfahren verwendet werden.

Zur Herstellung eines Gelenkknorpelbiohybrids, einem kultivierten Gelenkknorpel in geeigneter dreidimensionaler Raumstruktur gemäß der vorliegenden Erfindung ist eine Basis erforderlich, die mit dem Knochen eine dauerhafte und kraftschlüssige Verbindung eingeht. Insbesondere kann ein Granulat von Hydroxylapatitkeramik verwendet werden, das bioaktiv und osteokonduktiv eine schnelle substanzielle Integration durch Aufwachsen von interstizieller Matrix auf das synthetische poröse Material fördert.

Erfindungsgemäß kann das Granulat in eine resorbierbare Polymerfolie eingearbeitet werden. Der erfindungsgemäße Gelenkflächenersatz kann dadurch gekennzeichnet sein, daß die Teilchen des Integrationsvermittlers teilweise in eine Schicht eingebettet sind und ein Teil ihrer Oberfläche freiliegt. Auf diese Weise ist nach Degradation der Polymerbestandteile des biohybriden Implantats der Gelenkknorpel mit seiner Matrix an einer keramischen Basis fixiert, die wiederum zuverlässig Halt im subchondralen Knochen findet.

Erfindungsgemäß können die Hydroxylapatitkeramikpartikel in einem Monolayer in einer Polymerfolie vorgesehen sein. Als Beispiel für erfindungsgemäß geeignete Polymerfolien sind Folien oder Membranen aus den im Zusammenhang mit dem porösen Träger aufgeführten resorbierbaren Polymeren zu nennen.

Bevorzugt kann eine Polymerfolie verwendet werden, die eine Dicke von ungefähr 100 µm bis 300 µm aufweist. Mit eingebetteten Partikeln kann die Polymerfolie insbesondere eine Dicke von bis zu 600 µm aufweisen. Die Partikelgröße im Monolayer kann 10 bis 500 µm, insbesondere 50 bis 100 µm betragen.

Der Gelenkflächenersatz gemäß der vorliegenden Erfindung kann sich dadurch auszeichnen, daß Mittel vorgesehen sind, die die Berührungsfläche zwischen Implantat und Defektgrenzen am Knorpel und zwischen Integrationsvermittler und Knochen im implantierten Zustand vor Zutritt von Flüssigkeit, insbesondere von Synovialflüssigkeit schützen.

Erfindungsgemäß kann die synthetische Stützstruktur zur Defektgrenze hin in der Weise begrenzt sein, daß sie für Synovialflüssigkeit und Zellen undurchlässig ist. Auf diese Weise können Stoffe, die eine zuverlässige Verankerung des Implantats im Knochen beeinträchtigen, ferngehalten werden.

In einer Ausführungsform der Erfindung kann beim Gelenkflächenersatz zum Schutz der Berührungsfläche zwischen Implantat und Defektgrenzen am Knorpel und zwischen Integrationsvermittler und Knochen im implantierten Zustand vor Zutritt von Flüssigkeit eine Versiegelungsschicht vorgesehen sein. Als Beispiel für erfindungsgemäß geeignete Versiegelungsmittel sind Folien oder Membranen aus den im Zusammenhang mit dem porösen Träger aufgeführten resorbierbaren Polymeren zu nennen.

In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung kann beim Gelenkflächenersatz zum Schutz der Berührungsfläche zwischen Implantat und Defektgrenzen am Knorpel und zwischen Integrationsvermittler und Knochen im implantierten Zustand vor Zutritt von Flüssigkeit eine semiperme-

able Membran vorgesehen sein. Als Beispiel für erfindungsgemäß geeignete semipermeable Membranen sind Folien oder Membranen aus den im Zusammenhang mit dem porösen Träger aufgeführten resorbierbaren Polymeren zu nennen.

Der Cut-off einer solchen Membran kann insbesondere bei weniger als 60 000 Dalton liegen. Auf diese Weise können größere Moleküle, wie beispielsweise Proteine, und Zellen am Durchtritt durch die Membran gehindert werden.

In noch einer Ausführungsform der Erfindung kann beim Gelenkflächenersatz zum Schutz der Berührungsfläche zwischen Implantat und Defektgrenze am Knorpel und zwischen Integrationsvermittler und Knochen im implantierten Zustand vor Zutritt von Flüssigkeit eine mikroporöse Membran vorgesehen sein, deren Porengröße bevorzugt unter 1 µm beträgt. Als Beispiel für erfindungsgemäß geeignete mikroporöse Membranen sind Mikrovliesstoffe oder Folien oder Membranen aus den im Zusammenhang mit dem porösen Träger aufgeführten resorbierbaren Polymeren zu nennen.

Mit Vorteil kann eine schützende Schicht vorgesehen sein, die vor allem für Zellen und Synovialflüssigkeit eine Barriere bildet, aber in einer Weise permeabel ist, um Stoffwechsel zu ermöglichen. Ein möglichst ungehinderter Stoffwechsel ist für ein schnelles Anwachsen und eine substantielle Integration des Implantats von Bedeutung.

Als Beispiele für Polymermaterialien, aus denen eine Trennschicht, Versiegelungsschicht, Polymerfolie, geschlossene Schicht, Schutzschicht, Membranen usw. hergestellt sein können, sind Polylactide, Polymere von L-Lactid (P-L-LA), D-Lactid (P-D-LA), DL-Lactid (P-DL-LA), Polydioxanon, Polycaprolacton, Copolymere und Terpolymere aus den genannten Monomeren und/oder Mischungen aus den genannten Polymeren sowie Mischungen der genannten Polymere mit Polyglykolsäure zu nennen. Mit Vorteil können Copolymere von Glykolsäure und Milchsäure im Verhältnis 90 : 10 bis 1 : 99, insbesondere im Verhältnis 30 : 70 bis 11 : 89 verwendet werden. Außerdem können vorteilhaft Copolymere von L-Lactid und DL-Lactid im Verhältnis 99 : 1 bis 1 : 99, insbesondere im Verhältnis 99 : 1 bis 70 : 30 verwendet werden. Die erfindungsgemäß zu verwendenden Copolymere, Terpolymere und/oder Mischungen aus den oben genannten Monomeren bzw. Polymeren können zur Verbesserung ihrer Eigenschaften mit weichmachenden Substanzen, insbesondere Caprolacton, Trimethylencarbonat (TMC), Trichylcitrat (TEC) und/oder Acetylbutylcitrat (AtBC) versehen sein.

Mit Vorteil können für die erfindungsgemäßen Trennschichten usw. zu verwendende Polymere aus Lösung verarbeitbar sein. In einer anderen Ausführungsform der Erfindung können die für die erfindungsgemäße Trennschicht zu verwendenden Polymere thermoplastisch verarbeitbar sein. In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung können die für die erfindungsgemäße Trennschicht zu verwendenden Polymere vernetzend verarbeitbar sein.

Der erfindungsgemäße Gelenkflächenersatz kann sich vorteilhaft dadurch auszeichnen, daß die geschlossene Schicht zumindest während der anfänglichen Einwachszeit nach der Implantation im wesentlichen undurchlässig für Flüssigkeiten ist.

In einer weiteren Ausführungsform kann der erfindungsgemäße Gelenkflächenersatz dadurch gekennzeichnet sein, daß ihm eine Deckfolie zugeordnet ist, die zum Abdecken der dem Integrationsvermittler abgewandten Oberseite des Trägers bestimmt ist. Mit Vorteil kann die Deckfolie auf dem Träger befestigt, insbesondere adhäsiv/kohäsiv, physisch zugeordnet sein. Als Materialien für die erfindungsgemäße Deckfolie können Polymermaterialien verwendet

werden, wie sie oben für die Trennschicht vorgeschlagen wurden. Die Deckfolie kann insbesondere aus resorbierbarem Material bestehen. Ferner kann die Deckfolie vorzugsweise aus einer porösen Membran, die ein Eindringen von Synovialflüssigkeit verhindert, bestehen.

Mit Vorteil kann die Deckfolie größer sein als die Fläche der Trägeroberseite und überstehende Ränder aufweisen, die zum Überdecken der Trennlinie zwischen Gelenkflächenersatz und nativer Gelenkknorpeloberfläche vorgesehen ist.

Zur Befestigung von Deckfolie auf dem porösen Träger kann mit Vorteil chirurgisches Nahtmaterial aus bioresorbierbarem Material verwendet werden. Die Degradationszeit des Nahtmaterials kann im Bereich der Degradationszeit der resorbierbaren Deckfolie liegen. Eine sichere Befestigung kann sichergestellt werden, wenn die Resorptionsdauer des Nahtmaterials insbesondere länger ist als die der Deckfolie. Geeignete Resorptionszeiten für die Folie können beispielsweise im Bereich von 1 bis 4 Monaten liegen. Besonders bevorzugt sind erfindungsgemäß Nahtmaterialien auf Basis von Polyglykolsäure. Weitere Befestigungsmittel sind Gewebekleber, resorbierbare Stifte oder Klammern oder Collagen.

Alternativ oder ergänzend zur Deckfolie kann dem erfindungsgemäßen Gelenkflächenersatz eine resorbierbare Dichtmasse zugeordnet sein, die zwischen porösen Träger und Defektgrenze eingebracht oder auf die oberflächige Trennlinie von Implantat zu Gelenkfläche aufgebracht, ein Eindringen der makromolekularen Bestandteile der Synovialflüssigkeit verhindert. Die resorbierbare Dichtmasse kann z. B. aus Gewebekleber oder Collagen bestehen.

Zur Verwendung als Implantat kann der erfindungsgemäße Gelenkflächenersatz in geeigneter Weise sterilisiert werden. Ein zweckmäßiges Sterilisierverfahren kann aus üblichen physikalischen oder chemischen Methoden zum Inaktivieren von Mikroorganismen ausgewählt oder eine Kombination solcher Methoden sein. Ein mögliches Sterilisierungsverfahren umfaßt die Behandlung mit ionisierender Strahlung wie beispielsweise Bestrahlung mit  $\beta$ -Strahlen oder  $\gamma$ -Strahlen, im Bereich von 0,1 Mrad bis 10 Mrad, insbesondere 0,8 Mrad bis 2,5 Mrad. In einer möglichen Ausführungsform der Erfindung kann eine mit Hilfe von Bestrahlung durchgeführte Sterilisation gleichzeitig zur Steuerung des Degradationsverhaltens des erfindungsgemäß hergestellten Gelenkflächenersatzes dienen.

Bei der Behandlung mit  $\gamma$ -Strahlen kann es zu einer Ketenspaltung beim resorbierbaren Polymermaterial kommen, was die Resorbierbarkeit im Körpermilieu verbessert, aber gleichzeitig keinen nennenswerten Festigkeitsverlust bedingt.

Zur Verbesserung der Hydrophilie des Polymerwerkstoffs können Modifizierungen der Polymeroberfläche vorgenommen werden. Mit Vorteil kann es bei einer Plasmabehandlung durch Reaktionen an der Oberfläche des Materials zu einer Modifizierung der funktionellen Gruppen kommen. Auf diese Weise kann auch eine Erhöhung der hydrophilen Eigenschaften erreicht werden. In bevorzugten Ausführungsformen kann eine solche Hydrophilierung und/oder Funktionalisierung der Oberfläche mit Niedertemperatur-Plasma vorgenommen werden. Mit Vorteil können die Modifizierungsreaktionen in Inertgasatmosphäre, Sauerstoff,  $\text{CO}_2$  und/oder  $\text{SO}_2$  ausgeführt werden. In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung kann eine Plasmapfropfung mit Monomeren und/oder Oligomeren zur Polymeroberflächenmodifikation vorgenommen werden. Eine Oberflächenmodifikation kann die Besiedelung mit Zellen erleichtern und somit das Einwachsen des Implantats und die Regeneration des behandelten Gelenks günstig beeinflussen.

Zur Erleichterung der Regenerierung nach der Implan-

tion kann das erfindungsgemäße Implantat mit Wachstumsfaktoren in wirksamer Konzentration versehen sein. Es sind sowohl Wachstumsfaktoren für Knorpelzellen wie Wachstumsfaktoren für Knochenzellen oder Kombinationen davon einsetzbar. Wachstumsfaktoren für Knochenzellen können gemäß der Erfindung bevorzugt in der Folie für den Integrationsvermittler eingelagert sein. Als Beispiele sind im Bereich der Physiologie und Medizin bekannte Wachstumsfaktoren wie zum Beispiel osteogenes Protein, BFGF (basic fibroblast growth factor), BMP (bone morphogenic protein), rh BMP (recombinant human bone morphogenic protein), TGF- $\beta$  (transforming growth factor), IGF (insulin-like growth factor) und EGF (endothelial growth factor) zu nennen. Geeignete Konzentrationen an Wachstumsfaktoren können im Bereich von 0,1 bis 50 ng/ml liegen.

Während der Resorption der für den erfindungsgemäßen biohybriden Gelenkflächenersatz verwendeten biodegradierbaren Polymere kann es zu Schwankungen des pH-Werts kommen. Mit Vorteil können zur Abpufferung basische Salze in die Polymere und/oder die Poren des Implantats eingebracht werden. Als Beispiele für Puffersalze sind Calciumcarbonat, Natriumcarbonat, Natriumtartrat und/oder andere unter physiologischen Bedingungen geeignete Puffersysteme zu nennen. Die Pufferverbindungen können mit Vorteil in einer Konzentration und 0,1 bis 20 Gew.-%, bevorzugt 1 bis 10 Gew.-%, bezogen auf das Gewicht an resorbierbarem Polymer enthalten sein.

Mit dem erfindungsgemäßen Gelenkflächenersatz wird ein Implantat zur Wiederherstellung eines geschädigten Gelenkknorpels zur Verfügung gestellt, das die Züchtung eines funktionellen Knorpeltransplantates mit autologem Knorpel ermöglicht und eine sichere Verankerung im subchondralen Knochen gewährleistet. Zur Verbesserung der Verankerung des Implantats im Knochen kann der Defekt zuvor auf Maß gestanzt, gefräst oder geschnitten werden, so daß eine entsprechend angepaßte Implantatstruktur darin eingepreßt werden kann. Das Implantatstück kann aus einem zuvor großflächig hergestellten Knorpelersatz vorzugsweise zylindrisch vorgebildet sein. Dabei können mit Vorteil Durchmesser von 10 bis 15 mm vorgesehen sein.

Weitere Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung von bevorzugten Ausführungsformen anhand von Beispielen mit Bezugnahme zu den begleitenden Zeichnungen. Die Beispiele dienen zur Erläuterung bevorzugter Ausführungsformen, wobei die Erfindung in keiner Weise darauf beschränkt sein soll. Es sind vielmehr für den Fachmann ersichtliche Veränderungen und Modifikationen möglich, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen.

In den Zeichnungen zeigt **Fig. 1** einen erfindungsgemäßen Gelenkflächenersatz wie er in Beispiel 1 erläutert ist. **Fig. 2** zeigt einen erfindungsgemäßen Gelenkflächenersatz wie er in Beispiel 2 erläutert ist.

#### Beispiel 1

Ein poröser Träger **1** wird als Vliesstruktur aus resorbierbaren Polymerfasern, hergestellt aus Copolymer von Glykolsäure und Milchsäure, gebildet. Der Träger **1** weist ein Porenvolumen von 95% auf und ist fest mit einem Integrationsvermittler **2** verbunden. Als Integrationsvermittler **2** wird granuläre Hydroxylapatitkeramik mit einer mittleren Korngröße von 0,3 mm verwendet. Zur Verbindung von porösem Träger **1** und Integrationsvermittler **2** dient eine Versiegelungsschicht **3** aus einer resorbierbaren Polymermembran, hergestellt aus dem gleichen Copolymer von Glykolsäure und Milchsäure. Hauptaufgabe der Polymermembran ist, die Hydroxylapatitkeramik und den nach der Implan-

tion darunter befindlichen subchondralen Knochen 5 vor der integrationshemmenden Synovialflüssigkeit zu schützen.

### Beispiel 2

Ein poröser Träger 1 entsprechend wie in Beispiel 1 ist mit einer Deckschicht 4 aus einer resorbierbaren Polymermembran, hergestellt aus einem Polyglykolid-Trimethylen-carbonat-Copolymer versehen. Die Polymermembran ist durch eine zentrale Knopfnah, ausgeführt mit resorbierbarem Nahtmaterial aus Polyglykolsäure, fest mit dem porösen Träger 1 verbunden. Die Membran überdeckt die Paßfuge 7 des eingepreßten Implantates, und ist geeignet, nach entsprechender Fixierung auf dem umliegenden Knorpel 6, das gesamte Implantat und das anschließende Körpergewebe vor dem Eindringen der integrationshemmenden Synovialflüssigkeit zu schützen. Der Integrationsvermittler 2 besteht aus einer Platte aus poröser Hydroxylapatitkeramik, die bei entsprechender Vorbereitung des Implantatlagers eine besonders feste primäre Verankerung ermöglicht.

### Patentansprüche

1. Biohybrider Gelenkflächenersatz in Form eines dreidimensionalen porösen Trägers, in dem sich Knorpelzellen in vitro und/oder in vivo zu einem dreidimensionalen Zellverband kultivieren lassen, und der nach dem Zellwachstum, und gegebenenfalls nach einer Gewebeentwicklung, im Bereich einer defekten Gelenkfläche auf den freigelegten Knochen aufsetzbar ist, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Träger an der zur Anlage an den Knochen bestimmten Seite Mittel zur Förderung der knöchernen Integration aufweist.
2. Gelenkflächenersatz nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der poröse Träger aus resorbierbarem Material besteht.
3. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Integrationsvermittler fest an den porösen Träger gebunden ist.
4. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Integrationsvermittler in feinteiliger Form vorliegt, wobei die mittlere Teilchengröße vorzugsweise zwischen 10 und 500 µm, insbesondere 50 bis 100 µm beträgt.
5. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Integrationsvermittler in einer Menge vorhanden ist, die die Oberfläche der dem Knochen zugewandten Seite zu 30% bis 100%, vorzugsweise zu 95% bis 100% bedeckt.
6. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Integrationsvermittler von einer anorganischen Knochengrundsubstanz gebildet wird, insbesondere aus einer solchen besteht.
7. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Integrationsvermittler Hydroxylapatitkeramik, Tricalciumphosphatkeramik, Misch-Calciumphosphatkeramiken und/oder Calciumcarbonat ist.
8. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Integrationsvermittler eine poröse Struktur besitzt, wobei die Porosität vorzugsweise 30 bis 80 Vol.-% beträgt und die Porengröße bevorzugt im Bereich von 10 bis 150 µm liegt.
9. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden

den Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Integrationsvermittler biologischen Ursprungs ist, insbesondere aus hochtemperaturbehandeltem Knochen besteht.

10. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Teilchen des Integrationsvermittlers teilweise in eine Schicht eingebettet sind und ein Teil ihrer Oberfläche freiliegt.

11. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel vorgesehen sind, die die Berührungsfläche zwischen Integrationsvermittler und Knochen im implantierten Zustand vor Zutritt von Flüssigkeit, insbesondere von Synovialflüssigkeit schützen.

12. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der dreidimensionale poröse Träger an der Seite des Integrationsvermittlers mit einer geschlossenen Schicht versehen ist, insbesondere mit einer Folie oder Membran verbunden ist, in der die Teilchen des Vermittlers verankert sind.

13. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die geschlossene Schicht oder Membran aus resorbierbarem Material besteht.

14. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die geschlossene Schicht zumindest während der anfänglichen Einwachszeit nach der Implantation im wesentlichen undurchlässig für makromolekulare Flüssigkeiten (Cut-off < 60 kD) ist.

15. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ihm eine Deckfolie zugeordnet ist, die zum Abdecken der dem Integrationsvermittler abgewandten Oberseite des Trägers bestimmt ist.

16. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Deckfolie größer ist als die Fläche der Trägeroberseite und überstehende Ränder aufweist, die zum Überdecken der Trennlinie zwischen Gelenkflächenersatz und nativer Gelenkknorpeloberfläche vorgesehen ist.

17. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Deckfolie aus resorbierbarem Material synthetischen oder natürlichen Ursprungs besteht.

18. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Deckfolie vorzugsweise aus einer porösen Membran (Cut-off > 60 kD), die ein Eindringen der makromolekularen Bestandteile der Synovialflüssigkeit verhindert, besteht.

19. Gelenkflächenersatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ihm eine resorbierbare Dichtmasse zugeordnet ist, die zwischen Implantat und Implantatlager eingebracht, oder auf die oberflächige Trennlinie von Implantat zu Gelenkfläche aufgebracht, ein Eindringen der makromolekularen Bestandteile der Synovialflüssigkeit verhindert.

---

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

---

Fig.1

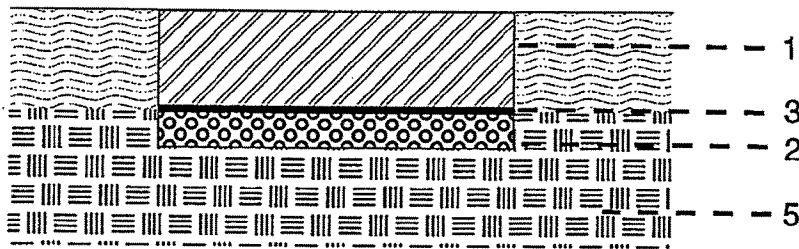


Fig.2

